高精度经颅直流电刺激对Y平衡任务下姿势控制表现的即刻影响

王宝峰[1],周俊鸿[2,3],肖松林[1],沈斌[1],于常晓[1],傅维杰[1]

(1. 上海体育学院"运动健身科技"省部共建教育部重点实验室,200438 上海;
2. The Hinda and Arthur Marcus Institute for Aging Research,Hebrew SeniorLife,Boston,MA,United States;
3. Harvard Medical School,Boston,MA,United States)

摘　要:本研究以Y平衡任务为目标动作,探究高精度经颅直流电刺激(HD-tDCS)对健康男性姿势控制表现的影响。招募12名健康成年男性,采用随机交叉实验设计。对受试者进行2次tDCS干预(HD-tDCS;假刺激,s-tDCS),每次干预前后进行Y平衡测试,2次干预间隔3~7天。采集Y平衡任务中的推出距离,压力中心(COP)移动距离及速度。采用重复测量双因素方差分析评估时间(刺激前后)×条件(刺激类型)对各因变量的影响。结果表明:在HD-tDCS干预后,受试者右腿Y平衡任务中前侧方向的推出距离显著增加2.84%;左腿Y平衡任务中后内侧推出时的COP内外移动距离、COP移动轨迹长度分别显著降低了20%和16%;后外侧推出时的COP内外移动距离显著降低了20%;初级运动皮层的高精度经颅直流电刺激能够在一定程度上改善健康男性姿势控制能力。

关键词:经颅直流电刺激;姿势控制;压力中心

中图分类号:G804.6　　　**文献标志码**:A

Effect of acute high-definition transcranial direct current stimulation on postural control in the Y-balance task

WANG Baofeng[1],ZHOU Junhong[2,3],XIAO Songlin[1],SHEN Bin[1],YU Changxiao[1],FU Weijie[1]

(1. Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education,Shanghai University of Sport,200438 Shanghai,China;2. The Hinda and Arthur Marcus Institute for Aging Research,Hebrew SeniorLife,Boston,MA,United States;3. Harvard Medical School,Boston,MA,United States)

Abstract:To investigate whether high-definition tDCS (HD-tDCS) of the primary motor cortex (M1) can affect dynamic postural control in the Y-balance task of healthy young adults. Twelve healthy adult males were recruited,and a randomized,crossover experimental design was used in this study. The effect of HD-tDCS on dynamic postural control was assessed using Y-balance. Parameters included the reach distance and the center of pressure (COP) displacement and average velocity in the Y-balance task. Y-balance tasks were assessed at baseline and immediately after tDCS. Two-way repeated measures ANOVA examined

收稿日期:2022-01-30　　　**修回日期**:2022-03-19

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 11932013;No. 11772201);国家重点研发计划"科技冬奥"重点专项(No. 2019YFF0302100);上海市青年拔尖人才开发计划(No. 2020)

通信作者:傅维杰,教授。E-mail: fuweijie@ sus. edu. cn

引用格式:王宝峰,周俊鸿,肖松林,等. 高精度经颅直流电刺激对Y平衡任务下姿势控制表现的即刻影响[J]. 应用力学学报, 2022, 39(2):231-240.
WANG Baofeng,ZHOU Junhong,XIAO Songlin,et al. Effect of acute high-definition transcranial direct current stimulation on postural control in the Y-balance task[J]. Chinese journal of applied mechanics,2022,39(2):231-240.

the effect of tDCS. Results show that after HD-tDCS of the M1, the reach distance in the anterior direction of the right leg Y-balance task significantly increased by 2.84%; COP of medial-lateral displacement and COP displacement path length significantly decreased by 20% and 16% in the posteromedial direction, and COP of medial-lateral displacement significantly decreased by 20% in the posterolateral direction of the left leg Y-balance task. This study provides certain evidence that HD-tDCS improves dynamic postural control in healthy young adults.

Key words: transcranial direct current stimulation; postural control; center of pressure

姿势控制是指人体保持身体平衡或对外界干扰的骨骼肌肉反应，是对一定环境中机体方位改变的反应控制和保持身体重心在一定支持面之内的活动[1]。姿势控制能力的强弱会影响到运动员的运动表现和损伤的发生几率。当姿势控制能力较弱时容易导致动作模式异常，使运动损伤的发生几率增加[2]。此外，姿势控制能力与许多运动项目中的运动表现具有显著相关性，例如对优秀和新手步枪射击运动员来说，双足静态平衡与射击精度有关[3]；动态平衡能力与冰壶运动员的最大滑冰速度具有显著相关性[4]。姿势控制能力的提高将对预防损伤和提高运动表现具有重要意义，而姿势的维持依赖于肌肉骨骼和神经系统之间复杂的相互作用。

经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)是一种能够调控大脑皮层兴奋性的有效手段[5]，其中阳极刺激(anodal tDCS, a-tDCS)能够增加皮层兴奋性，阴极刺激(cathodal tDCS, c-tDCS)降低皮层兴奋性[6]。近年来，以“4×1”为电极放置方式的高精度经颅直流电刺激(high-definition tDCS, HD-tDCS)[7]被证明能够比传统 tDCS 更聚焦地刺激目标靶区，产生类似或者更强的兴奋性增强效果[8]。tDCS 因其能够直接作用于中枢神经系统，调节大脑皮层兴奋性的特点，被众多研究者关注且已初步应用于姿势控制表现改善[9]。有研究显示，小脑 a-tDCS 改善了老年人 Berg 平衡量表评分，增强了前后、内外方向的稳定性[10]。但是，仍有部分研究未发现小脑区的 a-tDCS 对人体姿势控制能力具有显著影响，甚至发现相反的结果，如：在健康年轻人的单腿站立测试中，a-tDCS 干预后动态姿势稳定指数未发生显著性改变[11]等。初级运动皮层(M1)区被包含在参与步态和平衡控制的额叶皮质-基底神经节脑网络中[12]。神经影像学研究显示，动态平衡任务中平衡控制与 M1 相关的脑功能网络之间存在较强的关联[13]。然而，目前电刺激方案靶区多集中于小脑，且受试对象多集中于老年人或具有平衡功能障碍的人群。初级运动皮层区的高精度经颅直流电刺激对于健康年轻人的姿势控制表现的影响仍不清楚。

Y 平衡任务是由星型平衡测试简化而来，被认为能够有效地筛查损伤或再损伤的风险[14]。因此本研究旨在通过测量 Y 平衡任务过程中的推出距离、COP 移动距离及平均移动速度定量标准化地评价 HD-tDCS 应用后即刻动态姿势控制表现的改变。本研究假设：与干预前相比，HD-tDCS 干预后 Y 平衡任务中推出距离显著增加，COP 移动距离和平均移动速度显著降低。

1 研究方法

1.1 研究对象

使用 G-power 3.1.9.4 (Franz Faul, University Kiel, Germany) 进行样本量计算 (effect size = 0.25; Power = 0.80; α = 0.05)，招募 12 名健康男性大学生 [年龄(25.9 ± 1.5)岁；身高(175.6 ± 6.9) cm；体质量(72 ± 17.8) kg]。所有受试者均为右侧优势(踢球法[15])，近半年内无下肢受伤史，且无电刺激禁忌症。受试者在测试之前签署知情同意书。本研究程序经上海体育学院机构评审委员会批准(No. 102772021RT035)。

1.2 实验设计

本研究采用随机、交叉、双盲实验设计。12 名受试者被随机分配进行 HD-tDCS 或假刺激(s-tDCS)干预。由一名研究人员(主试之外的人员)对干预方式进行随机分配。根据随机分配的结果确定受试者在第一次测试中接受电刺激干预(HD-tDCS 或 s-tDCS)，并在干预前后进行左腿、右腿 Y 平衡测试(左、右侧随机进行)；间隔 3 ~ 7 d 后，所有受试者在第二次测试中接受另一种刺激类型(HD-tDCS 或 s-tDCS)，同样在干预前后进行 Y 平衡测试(左、右顺序同前测)。

1.3 高精度经颅直流电刺激干预方案

高精度经颅直流电刺激的使用及相关程序参见文献[16]。采用 5 个 3.14 cm^2 的圆形电极，其中 4 个接收电极分别放置于 C3、C4、Fz、Pz(10/20 EEG 系统)，1 个电极为刺激电极(Cz)(图 1)。HD-tDCS 条件下，提供 2 mA 的电流，持续 20 min。s-tDCS 条件下，在刺激开始后和结束前的 30 s 内将电流从 0 mA增加到 2 mA，随后电流自动降为 0。受试者在每次刺激干预后填写一份调查问卷，以评估不良反应(即头痛、颈部、头皮疼痛、瘙痒、灼痛、困倦、注意力不集中等[17])和致盲效果。

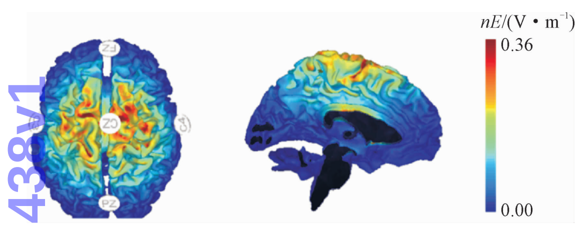


图 1 HD-tDCS 电极布置及电场分布模型

Fig. 1 HD-tDCS electrodes placement and electric field distribution model

1.4 Y 平衡测试方案

受试者穿着实验短裤，并在下肢粘贴反光球[18]；5 min 热身后，观看一段视频。视频中展示了 Y 平衡任务的目标和要求[19]。受试者赤足站立在测力台上的规定区域，按顺序依次推动前侧、后内侧、后外侧的"移动台"(图 2)。在此过程中，要求受试者双手叉腰、目视前方，且伸出的脚不触地等。受试者分别完成左腿、右腿 3 次成功动作，记录各个方向的推出距离。由红外三维运动捕捉系统(Vicon T40，Oxford Metrics，UK)采集运动学数据(200 Hz)。采用 Kistler 三维测力平台(9287C，Kistler Corporation，Switzerland)采集 COP 数据(1 000 Hz)。

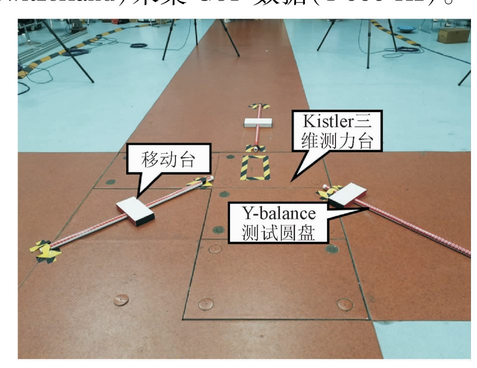


图 2 Y 平衡实验场地布置图

Fig. 2 The set-up of Y-balance test

1.5 数据分析

动作阶段的时刻划分是以支撑腿为准。膝关节屈曲角度从最小到最大定义为推出阶段。分析推出阶段的推出距离、进行时间、COP 移动距离、平均移动速度。

推出距离(%)：使用腿长(从大转子到外踝)对推出距离进行标准化。

$$推出距离 = \frac{距离}{腿长} \times 100\%$$

COP 移动距离(m)：前后方向移动距离(COP_{AP})、内外方向移动距离(COP_{ML})分别定义为当前帧坐标相对于前帧坐标在前后、内外方向距离的和。水平面 COP 移动轨迹长度(COP_{length})定义为覆盖整个运动阶段的 COP 路径长度。COP 移动距离被认为是失衡导致损伤发生的良好预测指标[20]，在支撑足保持不动的状态下，较小的 COP 移动距离代表较好的姿势控制能力[21]。

$$COP_{length} = \sum_{i=1}^{N} \sqrt{(AP_{i+1} - AP_i)^2 + (ML_{i+1} - ML_i)^2}$$

式中：N 为 COP 移动时间序列中的数据点个数；i 为每一个连续的数据点；AP 为压心在前后方向上的坐标；ML 为压心在内外方向上的坐标。

COP 平均移动速度：前后方向平均移动速度($COPV_{AP}$)、内外方向平均移动速度($COPV_{ML}$)定义为前后方向、内外方向上的 COP 移动距离除以运动时间。水平面总移动速度($COPV_{length}$)定义为水平面 COP 移动轨迹长度除以运动时间。

1.6 统计方法

采用重复测量双因素方差分析(two-way repeated measures ANOVA)评估时间(刺激前后)×条件(刺激类型)对 Y 平衡任务中推出距离、进行时间，3 个方向上的 COP 移动距离、速度的影响。若有交互作用，采用简单效应进行事后检验，显著性水平 α 设为 0.05；F 值为两组均数差别的显著性检验结果，F 值越大说明两种干预方式之间效果(差异)越明显；η_P^2 表示效应量，介于 0 ~ 1 之间，该值越大说明差异幅度越大。

2 实验结果

2.1 不良反应及盲效报告

在整个实验过程中，没有报道任何严重不良反

应和不良事件。在盲效方面，在接受 HD-tDCS 干预中有 75% 的受试者回答正确，在接受 s-tDCS 的条件下有 41.7% 的受试者回答正确。

2.2 推出距离和进行时间

左腿支撑时的方差分析结果如表 1 所示。可以看出，前侧、后内侧和后外侧的推出距离、进行时间均无显著交互作用、时间主效应和条件主效应。

右腿支撑时的方差分析结果如表 2 所示。由表 2 可以看出，在前侧推出的推出距离具有交互作用（$F_{(1,22)}=4.89$，$P=0.038$，$\eta_P^2=0.18$）。事后检验发现，与刺激前相比，进行 HD-tDCS 刺激后，推出距离显著增加（$P=0.039$）（见图 3）；进行 s-tDCS 干预后推出距离未出现显著性改变。在后内侧和后外侧 3 个方向上均未发现显著的交互作用、时间主效应和条件主效应。

表 1 左腿 Y 平衡任务中的推出距离和进行时间

Tab. 1 Reach distance and the duration in the left leg Y-balance task

指标	方向	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（P 值）	时间主效应（P 值）	条件主效应（P 值）
推出距离/%	前侧	pre	76.3 ±4.7	76.1 ±4.9	0.46	0.66	0.84
		post	76.1 ±3.1	76.9 ±5.6			
	后内侧	pre	118.1 ±8.9	118.9 ±9.1	0.47	0.63	0.96
		post	118.4 ±11.5	117.2 ±11.8			
	后外侧	pre	130.8 ±7.2	132.2 ±7.8	0.21	0.85	0.99
		post	132.1 ±6.2	130.6 ±7.1			
进行时间/s	前侧	pre	4.2 ±1.4	3.9 ±1.0	0.27	0.79	0.98
		post	3.9 ±1.2	4.1 ±1.7			
	后内侧	pre	7.5 ±2.2	7.3 ±2.5	0.82	0.21	0.92
		post	6.9 ±3.1	6.9 ±2.4			
	后外侧	pre	5.5 ±1.9	5.6 ±1.7	0.55	0.13	0.71
		post	4.9 ±2.1	5.3 ±1.9			

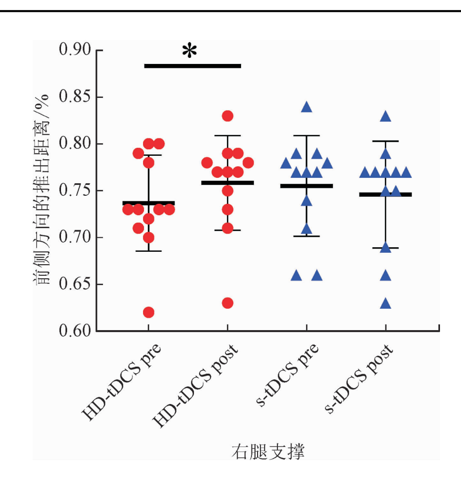
注：pre 表示前测；post 表示后测。

表 2 右腿 Y 平衡任务中的推出距离和推出阶段的进行时间

Tab. 2 Distance and duration of the movement phase in the right leg Y-balance task

指标	方向	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（P 值）	时间主效应（P 值）	条件主效应（P 值）
推出距离/%	前侧	pre	73.7 ±5.1	75.5 ±5.4	0.038*	0.38	0.89
		post	75.8 ±5.1	74.6 ±5.7			
	后内侧	pre	123.5 ±6.9	124.8 ±6.0	0.120	0.18	0.97
		post	126.8 ±6.5	125.3 ±6.6			
	后外侧	pre	128.9 ±8.5	127.6 ±9.8	0.160	0.17	0.22
		post	128.3 ±7.5	128.1 ±99.4			
进行时间/s	前侧	pre	4.4 ±1.6	4.2 ±1.6	0.690	0.95	0.59
		post	4.5 ±1.5	4.1 ±0.9			
	后内侧	pre	7.7 ±3.2	7.7 ±2.8	0.990	0.79	0.99
		post	7.7 ±2.7	7.6 ±2.6			
	后外侧	pre	6.1 ±2.8	5.7 ±3.1	0.540	0.78	0.78
		post	5.9 ±2.9	5.8 ±2.4			

注：pre 表示前测；post 表示后测；* 表示 $P<0.05$。



注：HD-tDCS pre 表示高精度经颅直流电刺激前测；HD-tDCS post 表示高精度经颅直流电刺激后测；s-tDCS pre 表示假刺激前测；s-tDCS post 表示假刺激后测；* 表示 $P<0.05$。

图 3　右腿支撑时 Y 平衡任务中前侧方向上的推出距离

Fig. 3　The reach distance in the anterior direction of the right leg Y-balance task

2.3　左腿 Y 平衡任务中的 COP 移动距离和移动速度

在前侧时，COP_{AP}、COP_{ML}、COP_{length} 未发现交互作用，仅具有时间主效应（见表 3）。在后内侧时，发现 COP_{ML}（$F_{(1,22)}=5.57$，$P=0.028$，$\eta_P^2=0.21$）以及 COP_{length}（$F_{(1,22)}=4.68$，$P=0.042$，$\eta_P^2=0.18$）具有交互作用。事后检验发现，与干预前相比，a-tDCS 干预后 COP_{ML} 以及 COP_{length} 显著降低（$P=0.001$，$P=0.002$）；而在 s-tDCS 干预后未发现显著性改变（见图 4）。在后外侧时，发现 COP_{ML} 具有交互作用（$F_{(1,22)}=4.86$，$P=0.038$，$\eta_P^2=0.18$）。事后检验发现，与干预前相比，a-tDCS 干预后 COP_{ML} 显著降低（$P=0.001$）；而在 s-tDCS 干预后未发现显著性改变（见图 5）。

表 3　左腿 Y 平衡任务中的 COP 移动距离

Tab. 3　Center of pressure sway in the left leg Y-balance

方向	指标	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（P 值）	时间主效应（P 值）	条件主效应（P 值）
前侧	COP_{AP}/m	pre	0.22 ±0.06	0.21 ±0.05	0.620	0.024 *	0.81
		post	0.20 ±0.05	0.20 ±0.07			
	COP_{ML}/m	pre	0.17 ±0.05	0.17 ±0.06	0.130	0.009 *	0.80
		post	0.14 ±0.03	0.16 ±0.08			
	COP_{length}/m	pre	0.39 ±0.11	0.38 ±0.10	0.310	0.007 *	0.98
		post	0.34 ±0.08	0.35 ±0.14			
后内侧	COP_{AP}/m	pre	0.42 ±0.12	0.39 ±0.12	0.071	0.016 *	0.91
		post	0.35 ±0.13	0.38 ±0.11			
	COP_{ML}/m	pre	0.35 ±0.12	0.32 ±0.12	0.028 *	0.011 *	0.93
		post	0.28 ±0.12	0.32 ±0.11			
	COP_{length}/m	pre	0.77 ±0.23	0.71 ±0.22	0.042 *	0.008 *	0.97
		post	0.64 ±0.24	0.69 ±0.23			
后外侧	COP_{AP}/m	pre	0.33 ±0.11	0.31 ±0.09	0.310	0.004 *	0.86
		post	0.27 ±0.09	0.28 ±0.10			
	COP_{ML}/m	pre	0.25 ±0.08	0.24 ±0.08	0.038 *	0.003 *	0.79
		post	0.20 ±0.06	0.22 ±0.07			
	COP_{length}/m	pre	0.58 ±0.18	0.54 ±0.16	0.370	0.001 *	0.82
		post	0.47 ±0.14	0.47 ±0.16			

注：pre 表示前测；post 表示后测；* 表示 $P<0.05$。

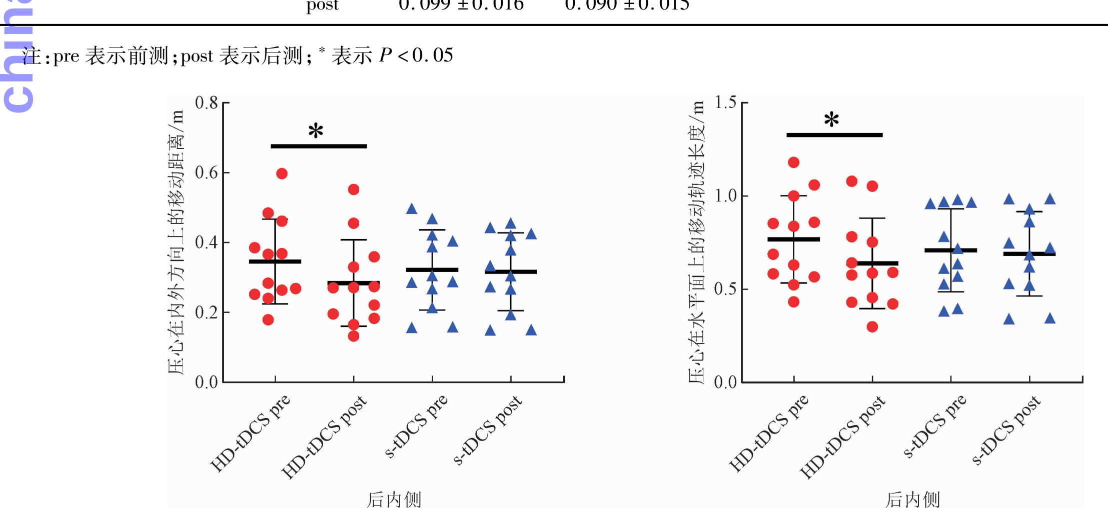
由表 3 可以看出，左腿支撑时，在前侧、后外侧时 $COPV_{AP}$、$COPV_{ML}$ 以及 $COPV_{length}$ 均未发现具有交互作用（见表 4）；在后内侧时，未发现 $COPV_{AP}$、$COPV_{length}$ 具有交互作用；但 $COPV_{ML}$ 具有显著交互作用（$F_{(1,22)}=4.45$，$P=0.047$，$\eta_P^2=0.17$）。事后检验发现与干预前相比，HD-tDCS 干预后 $COPV_{ML}$ 显著降低（$P=0.040$）；而在 s-tDCS 干预后未发现显著性改变（见图 6）。

表 4　左腿 Y 平衡任务中的 COP 移动速度

Tab. 4　Center of pressure velocity in the left leg Y-balance

方向	指标	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（P 值）	时间主效应（P 值）	条件主效应（P 值）
前侧	$COPV_{AP}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.054 ±0.007	0.056 ±0.010	0.190	0.014 *	0.89
		post	0.053 ±0.009	0.051 ±0.009			
	$COPV_{ML}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.042 ±0.007	0.042 ±0.009	0.690	0.004 *	0.66
		post	0.036 ±0.003	0.038 ±0.007			
	$COPV_{length}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.097 ±0.013	0.098 ±0.017	0.640	0.001 *	0.97
		post	0.088 ±0.012	0.087 ±0.012			
后内侧	$COPV_{AP}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.057 ±0.011	0.055 ±0.011	0.130	0.25	0.95
		post	0.052 ±0.009	0.056 ±0.010			
	$COPV_{ML}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.046 ±0.008	0.045 ±0.009	0.047 *	0.34	0.53
		post	0.041 ±0.006	0.047 ±0.012			
	$COPV_{length}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.770 ±0.230	0.710 ±0.220	0.074	0.17	0.78
		post	0.640 ±0.240	0.100 ±0.019			
后外侧	$COPV_{AP}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.061 ±0.011	0.056 ±0.010	0.690	0.051	0.25
		post	0.057 ±0.011	0.053 ±0.009			
	$COPV_{ML}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.046 ±0.006	0.042 ±0.007	0.850	<0.001 *	0.11
		post	0.042 ±0.007	0.037 ±0.007			
	$COPV_{length}/(m\cdot s^{-1})$	pre	0.110 ±0.016	0.098 ±0.014	0.990	0.004 *	0.14
		post	0.099 ±0.016	0.090 ±0.015			

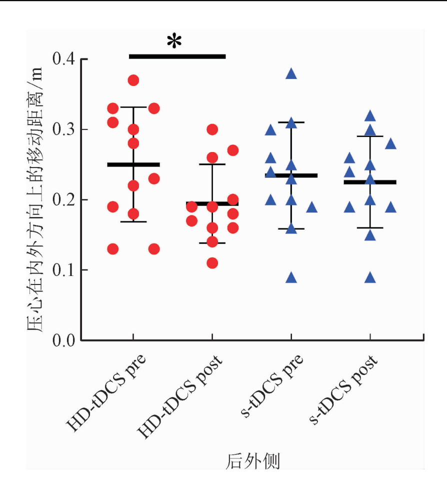
注：pre 表示前测；post 表示后测；* 表示 $P<0.05$



注：HD-tDCS pre 表示高精度经颅直流电刺激前测；HD-tDCS post 表示高精度经颅直流电刺激后测；s-tDCS PRE 表示假刺激前测；s-tDCS post 表示假刺激后测；* 表示 $P<0.05$。

图 4　左腿 Y 平衡任务中后内侧方向的 COP 移动距离

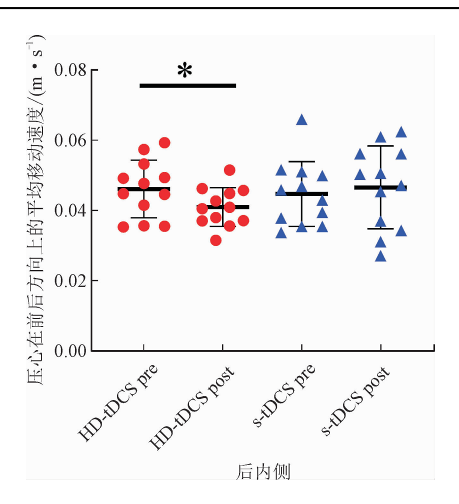
Fig. 4　Center of pressure sway on the posteromedial direction of the left leg Y-balance task



注：HD-tDCS pre 表示高精度经颅直流电刺激前测；HD-tDCS post 表示高精度经颅直流电刺激后测；s-tDCS pre 表示假刺激前测；s-tDCS post 表示假刺激后测；* 表示 $P<0.05$。

图 5　左腿 Y 平衡任务中后外侧方向时 COP 在内外方向的移动距离

Fig. 5　Center of pressure sway of medial-lateral on the posterolateral direction of left leg Y-balance



注：HD-tDCS pre 表示高精度经颅直流电刺激前测；HD-tDCS post 表示高精度经颅直流电刺激后测；s-tDCS pre 表示假刺激前测；s-tDCS post 表示假刺激后测；* 表示 $P<0.05$。

图 6　左腿 Y 平衡任务中后内侧时 COP 在内外方向的移动速度

Fig. 6　Center of pressure velocity of medial-lateral on the posteromedial direction of the left leg Y-balance task

2.4　右腿 Y 平衡任务中的 COP 移动距离和移动速度

在前侧、后内侧、后外侧时，均未发现 COP_{AP}、COP_{ML}、COP_{length}具有显著交互作用、时间主效应和条件主效应（见表 5）。

在前侧、后内侧、后外侧时，均未发现 $COPV_{AP}$、$COPV_{ML}$、$COPV_{length}$具有显著交互作用、条件主效应。仅在前侧、后内侧的 $COPV_{AP}$、$COPV_{ML}$发现显著时间主效应（见表 6）。

表 5　右腿 Y 平衡任务中的 COP 移动距离

Tab. 5　Center of pressure sway in the right leg Y-balance

方向	指标	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（P 值）	时间主效应（P 值）	条件主效应（P 值）
前侧	COP_{AP}/m	pre	0.24 ±0.07	0.23 ±0.06	0.36	0.11	0.43
		post	0.23 ±0.06	0.20 ±0.04			
	COP_{ML}/m	pre	0.17 ±0.06	0.16 ±0.07	0.65	0.17	0.47
		post	0.17 ±0.06	0.15 ±0.05			
	COP_{length}/m	pre	0.41 ±0.11	0.38 ±0.12	0.46	0.12	0.41
		post	0.40 ±0.11	0.35 ±0.08			
后内侧	COP_{AP}/m	pre	0.42 ±0.15	0.40 ±0.10	0.62	0.75	0.51
		post	0.42 ±0.28	0.37 ±0.11			
	COP_{ML}/m	pre	0.34 ±0.14	0.34 ±0.11	0.88	0.22	0.85
		post	0.32 ±0.11	0.30 ±0.09			
	COP_{length}/m	pre	0.76 ±0.28	0.73 ±0.21	0.71	0.49	0.62
		post	0.74 ±0.38	0.67 ±0.19			
后外侧（m）	COP_{AP}/m	pre	0.32 ±0.1	0.29 ±0.14	0.59	0.83	0.62
		post	0.31 ±0.11	0.29 ±0.11			
	COP_{ML}/m	pre	0.24 ±0.09	0.22 ±0.11	0.76	0.40	0.60
		post	0.23 ±0.09	0.21 ±0.08			
	COP_{length}/m	pre	0.56 ±0.18	0.51 ±0.24	0.65	0.59	0.61
		post	0.54 ±0.19	0.50 ±0.19			

注：pre 表示前测；post 表示后测；* 表示 $P<0.05$。

表 6 Y 平衡任务中的 COP 移动速度

Tab. 6 Center of pressure velocity in the right leg Y-balance

方向	指标	测试时间	HD-tDCS	s-tDCS	交互作用（*P* 值）	时间主效应（*P* 值）	条件主效应（*P* 值）
前侧	$COPV_{AP}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.057 ±0.014	0.057 ±0.013	0.16	<0.001 *	0.82
		post	0.054 ±0.014	0.052 ±0.010			
	$COPV_{ML}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.041 ±0.007	0.039 ±0.008	0.55	0.008	0.45
		post	0.039 ±0.007	0.036 ±0.007			
	$COPV_{length}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.410 ±0.110	0.380 ±0.120	0.46	0.120	0.41
		post	0.390 ±0.110	0.350 ±0.080			
后内侧	$COPV_{AP}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.057 ±0.013	0.053 ±0.010	0.71	0.048 *	0.39
		post	0.054 ±0.015	0.049 ±0.008			
	$COPV_{ML}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.045 ±0.008	0.044 ±0.009	0.77	0.037 *	0.71
		post	0.042 ±0.007	0.041 ±0.006			
	$COPV_{length}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.760 ±0.280	0.730 ±0.210	0.70	0.490	0.62
		post	0.740 ±0.380	0.700 ±0.190			
后外侧	$COPV_{AP}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.055 ±0.011	0.052 ±0.009	0.94	0.510	0.48
		post	0.054 ±0.012	0.051 ±0.010			
	$COPV_{ML}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.041 ±0.007	0.040 ±0.009	0.72	0.480	0.61
		post	0.040 ±0.007	0.038 ±0.008			
	$COPV_{length}/(m \cdot s^{-1})$	pre	0.560 ±0.180	0.510 ±0.240	0.65	0.590	0.61
		post	0.540 ±0.190	0.500 ±0.190			

注：pre 表示前测；post 表示后测；* 表示 $P<0.05$。

3 讨论与分析

与研究假设相同，在 HD-tDCS 干预后，健康成年男性在左腿支撑时后内侧推出的 COP 内外移动距离、COP 移动轨迹长度分别显著降低了 20% 和 16%；后外侧推出的 COP 内外侧移动距离显著降低了 20%；在右腿支撑时，前侧推出距离显著增加了 2.84%。

COP 是作用于支撑面全部力量的分布中心，反映姿势控制的神经肌肉控制能力[22]。tDCS 干预后，COP 移动距离及速度的降低可能有助于降低姿势控制成本，降低失衡的风险。文献[23]研究发现，与假刺激相比，tDCS 组在干预后表现出更小的任务误差及更长的平衡时间。同样地，M1 区 tDCS 干预后脑卒中患者在睁眼、闭眼双腿站立下的动态姿势控制指数显著降低[24]。文献[25]研究发现相同，HD-tDCS 干预后，健康成年男性在左腿支撑条件下的 Y 平衡任务中后内、外侧时 COP 的移动距离显著降低。此外，前人研究发现姿势失衡与较高的速度和加速度值有关，并将速度参数作为反映姿势稳定性的敏感指标。本研究发现与干预前相比，HD-tDCS 干预后 COP 在内外方向的平均移动速度显著降低。COP 移动距离以及移动速度的降低反映机体姿势控制能力的提升[26]。M1 区包含在被认为参与步态和平衡控制的额叶皮质-基底神经节脑网络中[12]。相关研究表明，M1 区的 tDCS 诱导的皮质脊髓[27-28]和脊髓网络[29]活动增强，可能影响平衡相关反射[30]。tDCS 可以改善 M1 区-运动辅助区、M1 区-小脑的连接[31-32]，而脑区连接的增强可能对姿势调整的改善有积极的影响[33]。同时，神经影像学研究显示，动态平衡任务中平衡控制与 M1 相关的脑功能网络之间存在较强的关联[13]。因此，施加在 M1 区上的 tDCS 可能通过改变 M1 区神经活动水平以及姿势控制相关的脑网络，来影响平衡表现。

Y 平衡任务在测试姿势稳定性的极限同时结合了力量、灵活性和神经肌肉控制，被认为比其他姿势控制评估更好地代表了功能活动[20]。在本研究观

察到 HD-tDCS 干预后,在右腿支撑的条件下,健康受试者在前侧的推出距离增加了 2.84%。Vargas 等[34]观察到在经过 tDCS 干预后 60 min,膝关节伸肌最大自主等长收缩能力有显著性的增加。M1 区的 a-tDCS 可能通过改善姿势控制相关的肌肉、感觉功能等,从而改善姿势控制表现。但值得注意的是,在本研究中仅观察到右腿支撑条件下的前侧方向出现推出距离的显著改变。在右腿的后内、后外侧方向以及左腿支撑条件下的 3 个方向均未发现推出距离的显著性改变。Y 平衡的任务表现取决于众多因素的综合,如关节活动范围、灵活性、神经肌肉控制、踝关节力量、膝关节和髋关节的肌肉力量等[35]。Y 平衡任务除了会受到肌肉力量、神经肌肉控制等因素的影响外,还会受到关节活动范围和肢体长度的限制。此外,本研究的受试对象为健康成年群体,其肌肉力量与本体感觉功能均较好,在前测 Y 平衡任务中表现较好,限制其表现的原因更多的是肢体长度和关节活动范围。这可能是未观测到 Y 平衡任务中右腿支撑时的后内、后外侧方向的推出距离显著性改变的原因。此外,左腿支撑条件下虽然 COP 移动距离以及 COP 移动速度显著降低,但这种降低并未转化为推出距离的改变,可能也是由于"天花板效应"导致。

目前研究发现经颅直流电刺激对姿势控制能力具有一定的提升能力,但仍存在一定的局限性。一方面,本研究中未对在 Y 平衡任务中双侧的任务表现差异进行探讨;另一方面,有研究显示,非优势肢体和优势肢体之间运动功能的不对称可能是半球皮质运动兴奋性和抑制能力差异的结果[36]。但未对优势侧与非优势侧差异这个因素进行探讨,在将来的研究中可以对优势侧与非优势侧对 tDCS 的反应是否不同进行探索。

4 结　论

本研究发现在初级运动皮层应用高精度经颅直流电刺激后,健康成年男性在右腿 Y 平衡任务中前侧方向的推出距离显著增加,左腿支撑时后内侧的 COP 移动距离、速度显著降低,而在假刺激干预后未发现显著性改变。提示:初级运动皮层的高精度经颅直流电刺激能够在一定程度上改善健康男性姿势控制能力。

参考文献

[1] MASSION J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination[J]. Progess in neurobiology, 1992, 38(1): 35-56.

[2] PATERNO M V, SCHMITT L C, FORD K R, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport[J]. American journal of sports medicine, 2010, 38(10): 1968-1978.

[3] MONONEN K, KONTTINEN N, VIITASALO J, et al. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters[J]. Scandinavian journal of medicine and science in sports, 2007, 17(2): 180-185.

[4] BEHM D G, WAHL M J, BUTTON D C, et al. Relationship between hockey skating speed and selected performance measures[J]. Journalof strength and conditioning research, 2005, 19(2): 326-331.

[5] 张力新,常美榕,王仲朋,等. 基于经颅电、磁刺激神经调控方法的卒中康复研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2021, 40(2): 190-197. (ZHANG Lixin, CHANG Meirong, WANG Zhongpeng, et al. Research progress of stroke rehabilitation based on transcranial electrical and mangnetic stimulation[J]. Beijing biomedical engineering, 2021, 40(2): 190-197(in Chinese)).

[6] NITSCHE M A, SEEBER A, FROMMANN K, et al. Modulating parameters of excitability during and after transcranial direct current stimulation of the human motor cortex[J]. Journal of physiology, 2005, 568(1): 291-303.

[7] GBADEYAN O, STEINHAUSER M, MCMAHON K, et al. Safety, tolerability, blinding efficacy and behavioural effects of a novel mri-compatible, high-definition tDCS set-up[J]. Brain stimulation, 2016, 9(4): 545-552.

[8] KUO H I, BIKSON M, DATTA A, et al. Comparing cortical plasticity induced by conventional and high-definition 4 × 1 ring tDCS: A neurophysiological study[J]. Brain stimulation, 2013, 6(4): 644-648.

[9] 王宝峰,肖松林,张希妮,等. 经颅直流电刺激联合运动干预对运动能力影响的研究进展[J]. 体育科研, 2022, 43(1): 21-27. (WANG Baofeng, XIAO Songlin, ZHANG Xini, et al. The research progress of transcranial direct current stimulation combined with physical training on the sport performance[J]. Sport science research, 2022, 43(1): 21-27 (in Chinese)).

[10] EHSANI F, SAMAEI A, ZOGHI M, et al. The effects of cerebellar transcranial direct current stimulation on static and dynamic postural stability in older individuals: A randomized double-blind sham-controlled study[J]. European journal of neuroscience, 2017, 46(12): 2875-2884.

[11] FOERSTER Á, MELO L, MELLO M, et al. Cerebellartranscranial direct current stimulation (ctDCS) impairs balance control in healthy individuals[J]. Cerebellum, 2017, 16(4): 872-875.

[12] DEMAIN A, WESTBY G W, FERNANDEZ-VIDAL S, et al. High-level gait and balance disorders in the elderly: A midbrain disease? [J]. Journal of neurology, 2014, 261(1): 196-206.

[13] TOKUNO C, TAUBE W, CRESSWELL A. An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing[J]. Acta physiologica, 2009, 195(3): 385-395.

[14] GRIBBLE P A, HERTEL J, PLISKY P. Usingthe star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review[J]. Journal of athletic training, 2012, 47(3): 339-357.

[15] ZHANG X, XIA R, DAI B, et al. Effects of exercise-induced fatigue on lower extremity joint mechanics, stiffness, and energy absorption during landings[J]. Journal of sports science & medicine, 2018, 17(4): 640-649.

[16] VILLAMAR M F, VOLZ M S, BIKSON M, et al. Technique and considerations in the use of 4x1 ring high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS)[J]. Jove-journal of visualized experiments, 2013, 77: e50309.

[17] BRUNONI A R, AMADERA J, BERBEL B, et al. A systematic review on reporting and assessment of adverse effects associated with transcranial direct current stimulation[J]. Internationaljournal of neuropsychopharmacology, 2011, 14(8): 1133-1145.

[18] 王俊清，张希妮，罗震，等. 步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J]. 应用力学学报，2020，37(5)：2167-2175. (WANG Junqing, ZHANG Xini, LUO Zhen, et al. The influence of cadence retraining on impact forces and lower extremity biomechanics during running[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2020, 37(5): 2167-2175(in Chinese)).

[19] BENIS R, BONATO M, LA LA TORRE A. Elite female basketball players' body-weight neuromuscular training and performance on the Y-Balance test[J]. Journal of athletic training, 2016, 51(9): 688-695.

[20] OVERMOYER G V, REISER R F. Relationships between lower-extremity flexibility, asymmetries, and the Y balance test[J]. Journal of strength and conditioning research, 2015, 29(5): 1240-1247.

[21] LATASH M L, FERREIRA S S, WIECZOREK S A, et al. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure[J]. Experimental brain research, 2003, 150(3): 314-324.

[22] WINTER D. Human balance and posture control during standing and walking[J]. Gaitposture, 1995, 3(4): 193-214.

[23] KAMINSKI E, STEELE C J, HOFF M, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance[J]. Clinicalneurophysiology, 2016, 127(6): 2455-2462.

[24] SOHN M K, JEE S J, KIM Y W. Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients[J]. Annals of rehabilitation medicine-arm, 2013, 37(6): 759-765.

[25] BISSON E J, LAJOIE Y, BILODEAU M. The influence of age and surface compliance on changes in postural control and attention due to ankle neuromuscular fatigue[J]. Experimental brain research, 2014, 232(3): 837-845.

[26] HSUE B J, MILLER F, SU F C. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories[J]. Gait-posture, 2009, 29(3): 465-470.

[27] AHMED Z. Trans-spinal direct current stimulation modulates motor cortex-induced muscle contraction in mice[J]. Journal of applied physiology, 2011, 110(5): 1414-1424.

[28] NITSCHE M A, PAULUS W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation [J]. Journal of physiologie, 2000, 527(3): 633-639.

[29] RIBERTO M, ALFIERI F M, BENEDETTO PACHECO K M, et al. Efficacy of transcranial direct current stimulation coupled with a multidisciplinary rehabilitation program for the treatment of fibromyalgia[J]. Open rheumatology journal, 2011, 5: 45-50.

[30] MENDONCA M E, SANTANA M B, BAPTISTA A F, et al. Transcranial DC stimulation in fibromyalgia: Optimized cortical target supported by high-resolution computational models[J]. Journal of pain, 2011, 12(5): 610-617.

[31] HUPFELD K E, KETCHAM C J, SCHNEIDER H D. Transcranial direct current stimulation (tDCS) to the supplementary motor area (SMA) influences performance on motor tasks[J]. Experimental brain research, 2017, 235(3): 851-859.

[32] POLANíA R, PAULUS W, NITSCHE M A. Modulating cortico-striatal and thalamo-cortical functional connectivity with transcranial direct current stimulation[J]. Human brain mapping, 2012, 33(10): 2499-2508.

[33] NOMURA T, KIRIMOTO H. Anodaltranscranial direct current stimulation over the supplementary motor area improves anticipatory postural adjustments in older adults[J]. Frontiers in human neuroscience, 2018, 12: 317.

[34] VARGAS V Z, BAPTISTA A F, PEREIRA G O C, et al. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: A crossover study[J]. Journal of strength and conditioning research, 2018, 32(5): 1336-1341.

[35] FULLAM K, CAULFIELD B, COUGHLAN G F, et al. Kinematic analysis of selected reach directions of the Star Excursion Balance Test compared with the Y-Balance Test[J]. Journal of sport rehabilitation, 2014, 23(1): 27-35.

[36] CIRILLO J, ROGASCH N C, SEMMLER J G. Hemispheric differences in use-dependent corticomotor plasticity in young and old adults[J]. Experimentalbrain research, 2010, 205(1): 57-68.

(编辑　黄崇亚)